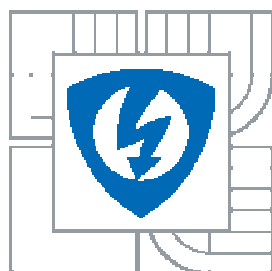


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKTOR QRS KOMPLEXU

QRS COMPLEX DETECTOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOIR'S THESIS

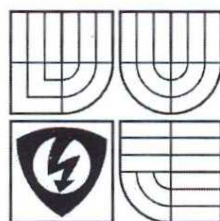
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ADAM KUBÍK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO, 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Adam Kubík

Ročník: 3

ID: 109607

Akademický rok: 2009/10

NÁZEV TÉMATU:

Detektor QRS komplexu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se se základními principy detekce QRS komplexů. V programovém prostředí Matlab navrhnete a realizujete detektory QRS založené na umocnění filtrovaného signálu a na obálce filtrovaného signálu. Naleznete vhodná rozhodovací pravidla a funkčnost obou detektorů otestujete na vybraných signálech EKG.

Navržené QRS detektory doplňte adaptivními prahovými kritérii pro kvalitnější detekci a ověřte na reálných signálech z CSE databáze. Statisticky zhodnoťte jejich úspěšnost.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Kohler, B.U., Hennig, C., Orglmeister, R.: The Principles of Software QRS Detection. IEEE Engng. in Med. and Biol., Jan/Feb. 2002, pp. 42-57


[2] Kozumplík, J.: Multitaktní systémy. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005
https://www.feec.vutbr.cz/et/skripta/ubmi/Multitaktni_systemy_S.pdf

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

Konzultanti bakalářské práce:


prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Abstrakt

Cílem této práce je seznámení s problematikou detekce QRS komplexu na základě umocnění a obálky filtrovaného signálu. První část práce je zaměřena na vznik a snímání elektrické srdeční aktivity. Následně jsou v textu popsány nejčastější typy rušení EKG signálu a principy jejich filtrace. Druhá část se věnuje praktické aplikaci filtrů na signál a zvýraznění QRS komplexů pomocí obou jmenovaných metod. Praktická realizace je prováděna v programovém prostředí Matlab. Účinnost detektorů je testována na signálech z CSE databáze.

Klíčová slova

Detekce; EKG signál; filtrace; obálka signálu; QRS komplex; umocněný signál.

Abstract

The aim of my thesis is to introduce issue of detection of QRS complex by squaring and envelope detection. The first part focuses on creation and scanning of heart electrical activity. Afterwards, the most frequent types of disturbance of EKG signal and their filtering are described. The second part is about real application of signal filtration and emphasis of QRS complexes using the methods which are mentioned above. Practical part is externalized in Matlab program. And signals from CSE library are used to test efficiency of the detectors.

Keywords

Detection; ECG signal; filtering; enhanced by a signal; envelope signal; QRS complex.

Bibliografická citace

KUBÍK, A. *Detektor QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 37 s, 2 příl. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Detektor QRS komplexu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Lukášovi Smitalovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

1. Úvod.....	7
2. Srdce	8
2.1. Fyziologie srdce	8
2.2. Elektrokardiografie.....	9
2.2.1. Křivka EKG.....	10
3. Rušení a filtrace signálu EKG.....	11
3.1. Rušení.....	11
3.2. Filtrace.....	11
3.2.1. FIR filtry.....	12
3.2.2. IIR filtry.....	13
4. Detekce QRS komplexu	15
4.1. Detekce založená na umocnění signálu.....	15
4.1.1. Realizace v Matlabu	18
4.2. Detekce založená na obálce signálu	20
4.2.1. Realizace v Matlabu	22
5. Testování spolehlivosti detekce	23
5.1. Spolehlivost detekce u metody umocnění signálu	23
5.2. Spolehlivost detekce u metody obálky signálu	27
6. Závěr.....	31
7. Literatura	33
8. Seznam obrázků	34
9. Seznam příloh	35

1. Úvod

Srdce je nepostradatelný lidský orgán starající se o správný tok krve, která zásobuje tkáň kyslíkem a látkami a odvádí produkty látkové výměny. Srdce si lze představit jako oběhovou pumpu, jejíž mechanická činnost je vyvolána elektrickými stimuly. Tato elektrická aktivita je snímána pomocí elektrod a její vývoj v čase je nazýván EKG křivkou. Jejím nejvýraznějším útvarem je QRS komplex charakterizující depolarizaci srdečních komor. Podle tvaru a délky trvání QRS komplexu můžeme určit mnoho informací o srdeční činnosti. Kvůli jeho důležitosti pro diagnostiku srdce jsou vytvářeny detektory QRS komplexů, které jsou v dnešní době již nedílnou součástí mnoha lékařských monitorovacích zařízení.

Tato práce je zaměřena na realizaci dvou typů detektorů QRS komplexu. První detektor pracuje na principu umocnění filtrovaného signálu a druhý na základě obálky filtrovaného signálu. Pro oba detektory platí, že před samotným zahájením detekce je nutné signál nejdříve předzpracovat. V první fázi jde o filtraci signálu pásmovou propustí. Tento krok je pro obě metody stejný. Filtrací zbavíme EKG signál nežádoucího rušení vzniklého snímáním a zároveň potlačíme ostatní, nyní nepodstatné, vlny. Po tomto kroku dostáváme signál obsahující pouze složky QRS komplexu. Ty jsou zvýrazněny pro kvalitnější detekci. Zvýraznění je v jednom případě provedeno umocněním a v druhém případě použitím analytického filtru, který vytvoří obálku signálu. Na takto zpracovaných signálech provádíme vyhledávání QRS komplexů a následné uložení jejich poloh.

Praktická realizace obou detektorů má být provedena v programovém prostředí Matlab. Tyto navržené a následně realizované detektory budou testovány na signálech z databáze CSE. Úspěšnost testované detekční schopnosti bude procentuelně vyjádřena pomocí senzitivity. Ta vyjadřuje procento detektorem nalezených QRS komplexů, které se v analyzovaných signálech nalézají.

2. Srdce

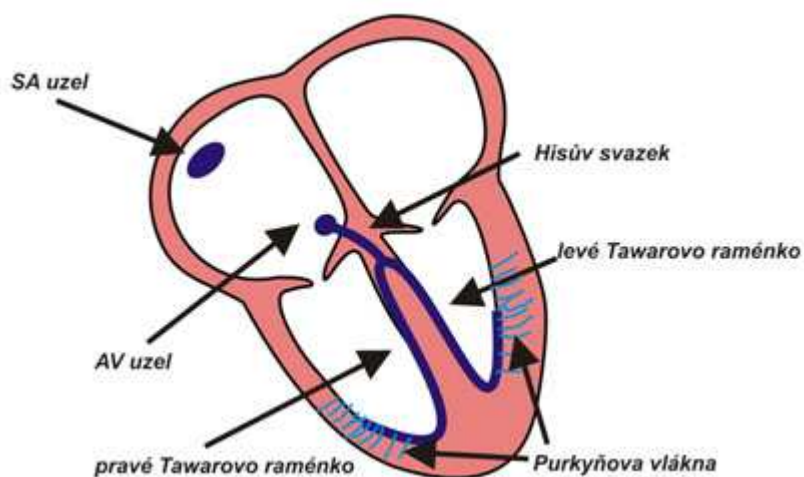
2.1. Fyziologie srdce

Srdce je pro lidský organismus nepostradatelný orgán. Jedná se v podstatě o tlakově – objemové čerpadlo, které po těle rozvádí kyslík a další důležité látky potřebné pro lidský život. Je složeno ze dvou samostatných jednotek – pravé a levé. Každá z těchto jednotek je tvořena síní a komorou, které jsou vzájemně oddělené chlopní. Obě části tohoto biologického čerpadla mají stejnou frekvenci.

Práci srdce lze rozdělit do dvou kategorií – elektrickou a mechanickou. Obě části jsou velice úzce propojeny. Přenos elektrického signálu je zprostředkováván pomocí tzv. převodního systému. Je tvořen sinoatriálním uzlem (SA), síňovými drahami, atrioventrikulárním uzlem (AV), Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a zakončen je Purkyňovými vlákny. Buňky převodního systému se liší od typických kontraktilních buněk myokardu tím, že obsahují minimum myofibril (nestahují se) a jsou tvořeny velkým množstvím glykogenu. Buňky převodního systému se dělí na dva typy – vytvářející spontánní vzruchy a buňky pro rychlé vedení vzruchu.

Svalovina srdce má tři základní elektrofyzilogické vlastnosti: dráždivost, vodivost a automacii. Dráždivost znamená, že při určité stimulaci myokardu dochází k jeho vychýlení z rovnovážného stavu, tzv. *depolarizace*. Klidové napětí u myokardu se pohybuje v rozmezí – 70 až –80 mV. Vlivem depolarizace se mění na akční napětí a hodnoty se dostávají do kladné části stupnice – cca 20mV. Následná repolarizace (návrat ke klidovému napětí) je provázen zpožděním 250 až 300 ms označovanou jako fázi plató. V této fázi není možno myokard opětovně depolarizovat.

Místem primární automacie (= periodicky se opakující děj) srdce je sinoatriální uzel (SA). Ten se nachází v oblasti pravé síně a jedná se o místo tzv. primární automacie. Vzniká zde sinusový rytmus o průměrné frekvenci 72/min, který řídí stahy srdce. Odtud se šíří vodivou svalovinou síní do atrioventrikulárního uzlu. Ten leží na rozhraní síní a komor a je to místo, kde je umožněn přechod signálu na komory. Zároveň se jedná o místo sekundární tvorby vzruchů (automacie). Z AV uzlu postupuje elektrická aktivita na Hisův svazek. Ten celý postup signálu zpomaluje a dává síním čas na naplnění komor. Je to také jediné místo, kterým se může elektrický signál rozšířit na komory. Síně a komory jsou izolovány chlopněmi a vazivem. Dále signál prochází levým a pravým Tawarovým raménkem a nakonec se pomocí Purkyňových vláken dostává na vnější stranu myokardu a nastává depolarizace síní. Celý převodní systém srdce je zobrazen na obrázku 1. [1]



obrázek 1: Srdeční převodní systém

2.2. Elektrokardiografie

Elektrické pole, které vytváří svou činností srdce je tak silné, že je možné zaznamenat i na povrchu těla. Na tomto principu snímání potenciálů z povrchu kůže je založena metoda elektrokardiografie (EKG).

K záznamu napětí se nejčastěji používá 10 elektrod – 4 umístěné na končetinách (na pravé noze je zemnicí svorka) a 6 elektrod umístěných na hrudníku kolem srdce. Toto zapojení je nejpoužívanější a nazývá se 12-ti svodový snímací systém. Měření probíhá mezi různými elektrodami a podle toho se dají rozdělit na: bipolární svody (Einthovenovy končetinové) a na unipolární (Goldbergerovy končetinové a hrudní).

Bipolární (Einthovenovy) svody jsou tři a označují se I, II a III. Jedná se o měření rozdílu potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami (elektrody na ruku a levé noze).

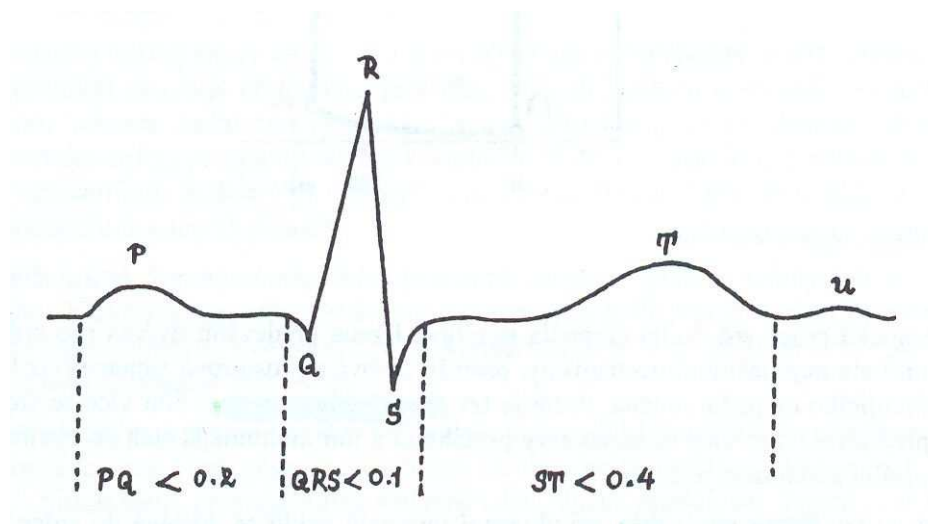
Unipolární svody jsou Goldbergerovy končetinové. Jedna elektroda se zvolí jako měřicí a zbylé dvě se spojí přes odpor 5 k Ω . Tímto spojením vznikne svorka která má nulový potenciál a výsledné naměřené napětí vůči této vytvořené elektrodě je zvýšené(=augmentované). Svody z tohoto zapojení se značí aVR, aVL a aVF.

Poslední typ unipolárních svodů je 6 svodů hrudních, značených $V_1 - V_6$. Elektrody připnuté na hrudi se zde porovnávají s tzv. Wilsonovou svorkou. Jedná se o místo, ve kterém je nulový potenciál. Vytvoří se spojením tří končetinových svodů přes rezistory o velikosti 5 k Ω . Jelikož hrudní svody jsou měřeny vůči Wilsonově svorce, dá se říci, že se jedná o naměřené potenciály. Tyto hrudní svody obsahují nejvíce informací o tvorbě a šíření vzruchu, protože jsou nejméně vzdáleny od srdce.

Klasické 12-ti svodové EKG je tedy tvořeno 3-mi Einthovenovými svody, 3-mi Goldbergerovými a 6-ti hrudními. Z každého svodu je obraz charakteristický a nezaměnitelný. Jedná se o svodový systém lékaři nejvíce využívaný a diagnosticky vypovídající. [1]

2.2.1. Křivka EKG

Při měření srdce EKG zařízením získáme jako výstup tzv. EKG křivku. Jedná se o časový průběh elektrických dějů srdce. Křivka se skládá ze dvou vln (případně tří) a ze tří kmitů. Každá z vln vypovídá o stavu srdce v určitém časovém okamžiku. Příklad EKG signálu je ukázán na obrázku 2.



obrázek 2: EKG křivka (naznačen čas v sekundách) [1]

Přehled vln a kmitů:

- **Vlna P:** představuje přechod vzruchu z SA uzlu na svalovinu síní. Následkem toho jsou síně depolarizovány. Její výška (naměřené napětí) bývá do 0,25 mV a doba trvání do 0,1 s.
- **QRS komplex:** skládá se z kmitů Q, R a S. Udává nám depolarizaci komor. Naměřené napětí do 1mV na končetinových svodech a do 2,5 mV na hrudních svodech. Délka trvání 0,06 – 0,1 s. Během trvání komplexu QRS dochází k repolarizaci síní.
- **Vlna T:** udává repolarizaci komor. Velikost cca 1/3 kmitu R. Normální délka trvání je 0,2s.
- **Vlna U:** není přítomna na každém EKG záznamu. Její příčina není známa, může se jednat o pozdější repolarizaci části komor. Její velikost je do 0,2 mV. [2]

Velikost naměřených napětí je většinu času pod hranicí 1 mV s výjimkou mohutného kmitu R. Základní harmonická složka EKG signálu je dána tepovou frekvencí, kterou lze určit měřením vzdálenosti sousedních kmitů R. Přibližně se jedná o 1 Hz. V praxi se dnes EKG signál zobrazuje nejčastěji na monitoru, s popsanými osami. Dříve se jednalo o záznam na milimetrový papír s danou rychlostí posuvu. Z těchto výchozích hodnot se daly určit velikosti příslušných složek signálu. [2]

Signál EKG má velkou vypovídající hodnotu o stavu srdeční aktivity. Každé onemocnění má svou specifickou abnormalitu v EKG křivce. To je však na lékaři, aby se naučil tyto abnormality rozeznávat.

3. Rušení a filtrace signálu EKG

3.1. Rušení

Každý získaný EKG signál je do určité míry znehodnocen artefakty různého původu. Tyto artefakty generují buď okolní elektrická zařízení nebo sám měřený subjekt.

Mezi nejběžnější typy rušení patří:

- a) **Kolísání nulové linie (drift)** – je způsobeno elektrochemickými ději na rozhraní elektroda – kůže. Jedná se o náhodné rušení. Kolísání s opakující se frekvencí mají za následek dechové pohyby pacienta. V neposlední řadě má na nulovou linii podstatný vliv i pohyby pacienta. Všechny vyjmenované negativní vlivy se projevují do kmitočtu 2 Hz. Drift se odstraňuje filtrem typu horní propust.
- b) **Sít'ové rušení (brum)** – je zapříčiněno indukcí harmonického signálu z elektrovedné sítě. V České republice se jedná o kmitočet 50 Hz, v některých jiných zemích jde o kmitočet 60 Hz. Filtrace je realizována pásmovou propustí.
- c) **Myopotenciály** – je napětí vznikající při činnosti svalů. Toto napětí se projevuje ve všech částech užitečného spektra EKG signálu. Rušení myopotenciály je typické pro zátěžové EKG. Pro odstranění myopotenciálů se nejvíce osvědčily metody adaptivní filtrace, zejména kumulace. S tímto typem artefaktů se však nebudeme více zabývat, protože navrhované detektory slouží pro práci s klidovými signály.

3.2. Filtrace

Filtraci lze formulovat jako proces, při kterém určité složky signálu zvýrazníme a zbylé potlačíme. V našem případě se jedná o zvýraznění EKG křivky a potlačení rušení způsobené nežádoucími vlivy. Při potlačení rušení je nutno brát v úvahu, že s rušením potlačíme i část elektrokardiogramu, který nese diagnostickou informaci. Tento jev se nazývá zkreslení. Při filtrování signálu nesmí zkreslení překročit předem určenou mez, aby nedošlo ke ztrátě informace z EKG signálu. Proto se k filtraci přikláníme pouze v nevyhnutelných případech a pokud je nutno ji využít, aplikujeme co nejpřesnější filtry.

Nejběžnější jsou tzv. pásmové filtry, které mají v ideálním případě v předem určených frekvenčních pásmech amplitudový přenos roven 1 a ve všech ostatních pásmech nulový. V propustných částech je požadována lineární fázová charakteristika, která udává v celém rozsahu lineární zpoždění výstupu vůči vstupu. Lineární filtrace může být realizována filtry typu FIR nebo IIR.

3.2.1. FIR filtry

Jedná se o filtry s konečnou impulsní charakteristikou h_n ($n = \langle 0; N-1 \rangle$), která je definována N hodnotami. Diferenční rovnice FIR (finite impulse response) filtrů představuje konečnou diskretní konvoluci vstupního signálu s impulsní charakteristikou.

$$y_n = h_0 x_n + h_1 x_{n-1} + \dots + h_{N-1} x_{n-(N-1)} = \sum_{k=0}^{N-1} h_k x_{n-k}, \quad (1)$$

kde $y_n \dots$ výstup (odezva) filtru,
 $h_k \dots$ hodnoty impulsní charakteristiky (systémové realizační konstanty),
 $x_{n-k} \dots$ vzorek vstupního signálu.

Podle této diferenční rovnice lze realizovat základní strukturu FIR filtru, která je nerekurzivní (bez zpětných vazeb) a nazývá se diskretní konvolutor. Může však být realizován i rekurzivně (se zpětnými vazbami).

Obrazový přenos je dán rovnicí

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n z^{-n}, \quad (2)$$

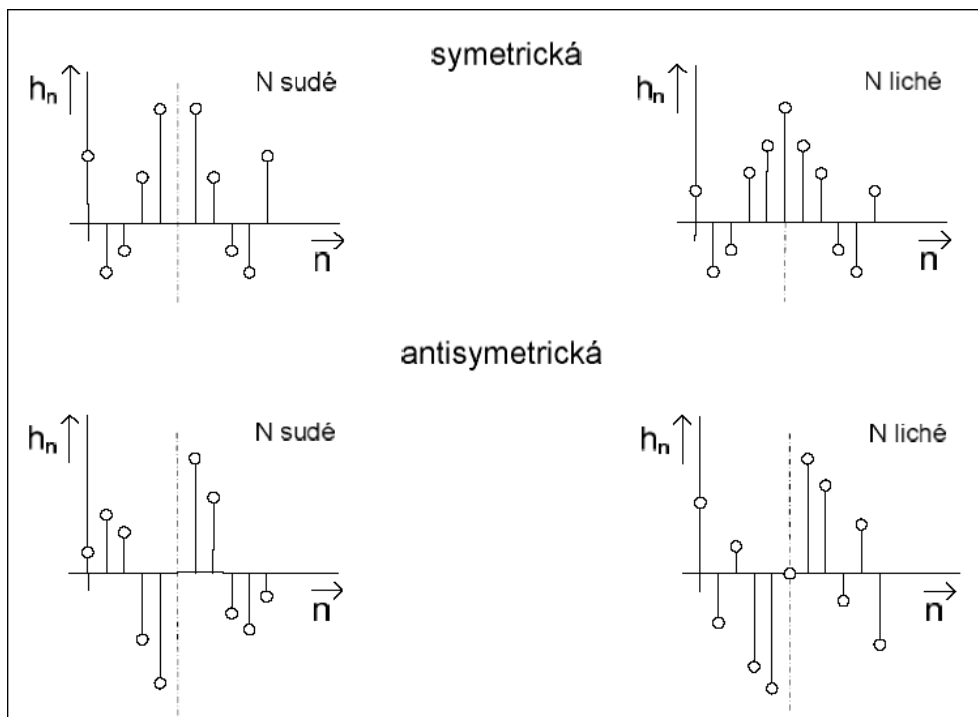
tzn., že reprezentace v z rovině závisí jen na nulových bodech. Je-li n -násobný pól v počátku, lze s jeho pomocí určit fázový posun (zpoždění). Proto jsou FIR filtry absolutně stabilní.

Frekvenční charakteristika filtru

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n e^{-j\omega n T} \quad (3)$$

je periodická s periodou $2\pi/T$. Frekvenční charakteristika je vyjádřena Fourierovou řadou s koeficienty h_n , díky čemuž jsou návrhy těchto filtrů snadné.

Pro naši potřebu musíme navrhnout filtr s lineární fázovou charakteristikou, aby nedocházelo ke zkreslení signálu. Toho docílíme, pokud bude impulsní charakteristika symetrická: $h_n = h_{(N-1-n)}$ nebo antisymetrická: $h_n = -h_{(N-1-n)}$ (viz obr.3). Za těchto podmínek bude fázový posun konstantní v celém propustném pásmu filtru a bude roven $(N-1)/2$ (tj. polovina impulsní charakteristiky). [3]



obrázek 3: Impulsní charakteristiky FIR filtrů s lineární fází

3.2.2. IIR filtry

IIR (infinite impulse response) jsou filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou a jsou vždy rekurzivní (mají zpětné vazby), a proto mají vždy nelineární fázovou charakteristiku. Vhodným návrhem lze dosáhnout v zájmových frekvenčních pásmech přijatelné kvazilinearity. [3]

Popis IIR filtrů je uskutečněn pomocí rekurzivních diferenčních rovnic:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i x_{n-i} - \sum_{i=1}^m K_i y_{n-i} , \quad (4)$$

kde y_n ... výstup filtru,
 L_i ... systémové koeficienty v dopředných vazbách,
 K_i ... systémové koeficienty ve zpětných vazbách,
 r ... počet zpoždění v nerekurzivní části systému,
 m ... počet zpoždění v rekurzivní části systému.

Obrazový přenos je vyjádřen

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^t L_i z^{m-i}}{\sum_{i=0}^m K_i z^{m-i}} = A \frac{\prod_{i=1}^r (z - n_i)}{\prod_{i=1}^m (z - p_i)}, \quad (5)$$

kde L_i ... systémové koeficienty v dopředných vazbách,
 K_i ... systémové koeficienty ve zpětných vazbách,
 r ... počet zpoždění v nerekurzivní části systému,
 m ... počet zpoždění v rekurzivní části systému (udává i řád systému),
 A ... zesílení,
 n_i ... nulové body,
 p_i ... póly.

podílem polynomů. Pokud vyjádříme polynomy jako součin kořenových činitelů, lze filtr charakterizovat konfigurací nulových bodů n_i , pólů p_i a zesílení A .

Frekvenční charakteristika je určena rozložením hodnot $H(z)$ na jednotkové kružnici,

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}). \quad (6)$$

Zprostředkovaně je tedy frekvenční charakteristika určena systémovými konstantami. Vztah je ovšem složitý.

Fázový posun ($\tau(\omega)$) vzniklý průchodem signálu přes IIR filtr je funkcí kmitočtu.

$$\tau(\omega) = -\frac{\arg G(\omega)}{\omega} \quad (7)$$

4. Detekce QRS komplexu

QRS komplex je nejvýraznější impuls celé EKG křivky. Charakterizuje depolarizaci komorové svaloviny. Hlavní část energie je zastoupena ve frekvenčních pásmech od 5 do 20 Hz. Díky své výraznosti je detekován pomocí různých algoritmů a my posléze můžeme vyhodnocovat srdeční rytmus. [7]

Detektorů QRS komplexů je užíváno mnoho, ale vzájemně se liší principem předzpracování signálu i principem detekce. V této práci se budeme blíže věnovat dvěma typům detektorů:

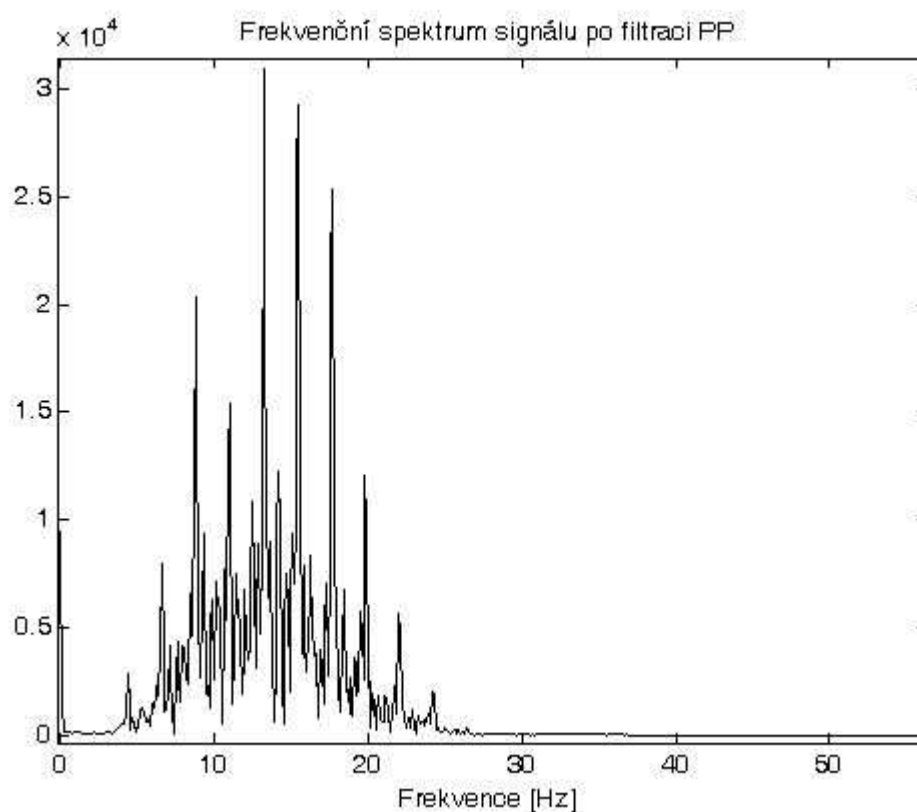
- a) založených na umocnění filtrovaného signálu a
- b) založených na obálce filtrovaného signálu.

Oba typy využívají k detekci adaptivní prahová kritéria. Ty jsou výhodnější oproti pevnému prahu v možnosti přizpůsobit práh aktuálnímu vývoji EKG signálu. Jelikož detektory mají na svých vstupech filtry, které odstraní složky rušení, tak samotná detekce probíhá na předzpracovaném signálu.

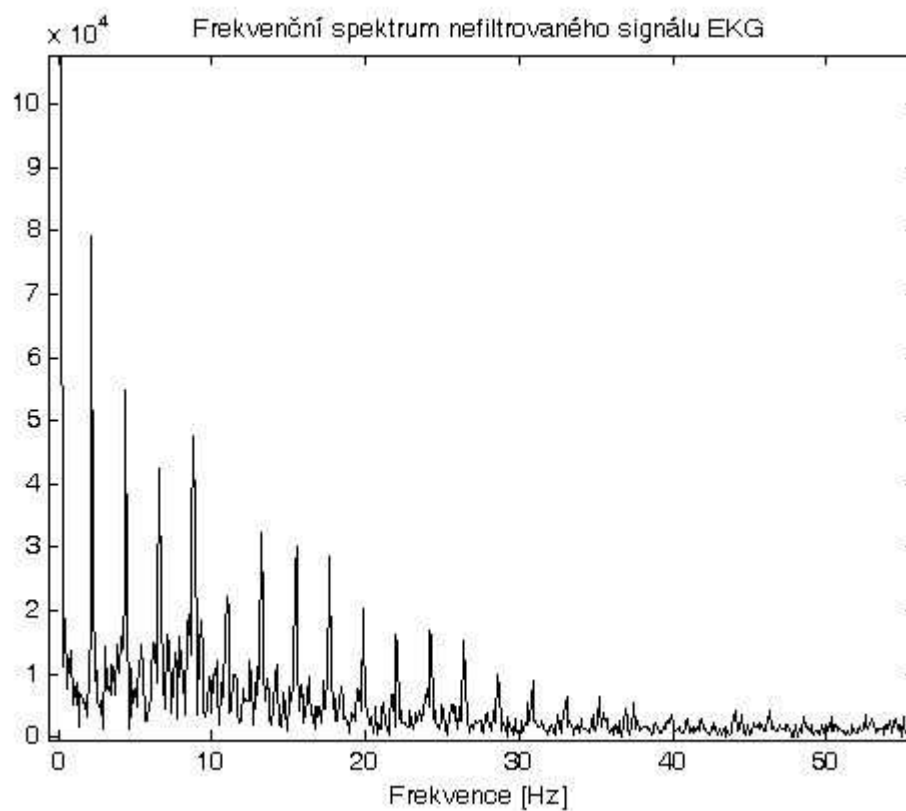
4.1. Detekce založená na umocnění signálu

Tento typ detektoru je založen na principu umocnění filtrovaného vstupního signálu. Detektor můžeme rozdělit na dvě základní části.

V první části je EKG signál přivedený na vstup filtrován. Nejdříve signál vstupuje do pásmové propusti s dolním mezním kmitočtem 10 Hz a horním mezním kmitočtem 20 Hz. Tímto krokem se zbavíme driftu, projevujícího se do 2 Hz, síťového rušení, vln P, T a případně i U pokud je přítomna. Takto filtrovaný signál ztrácí svoji diagnostickou hodnotu, ovšem pro naše potřeby je výhodný. Spektrum signálu po průchodu filtrem je znázorněno na obrázku 4. Pro porovnání je na obrázku 5 zobrazeno spektrum původního signálu. [7]

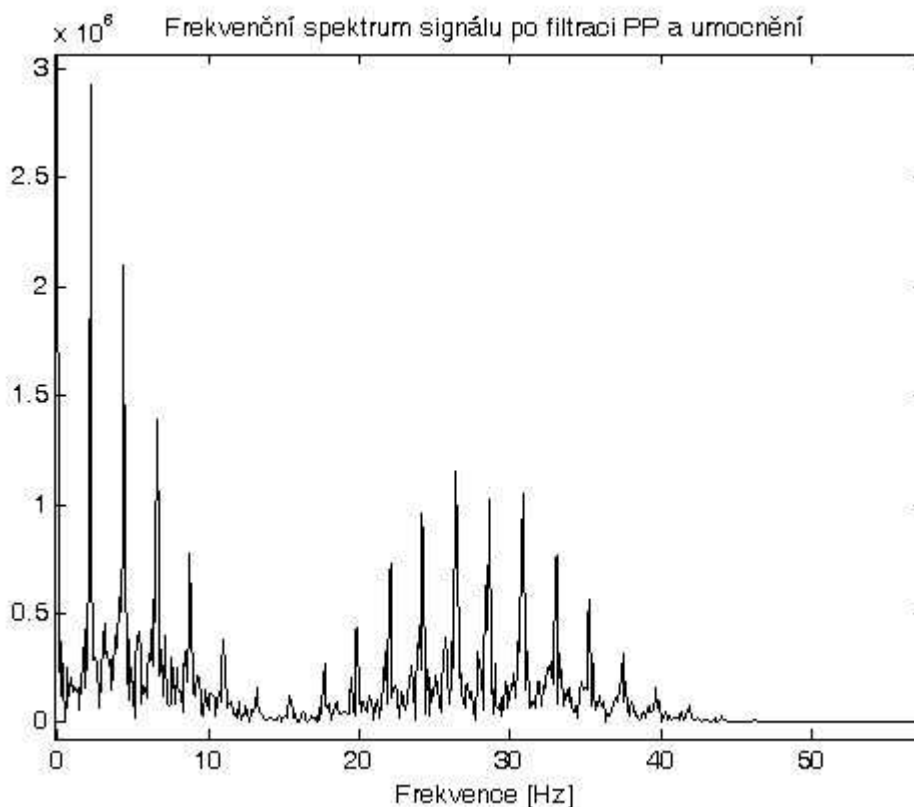


obrázek 4: Frekvenční spektrum po průchodu pásmovou propustí



obrázek 5: Frekvenční spektrum originálního signálu

Pro zdůraznění QRS komplexu následuje proces umocnění. Tím se dostanou všechny hodnoty signálu do kladných hodnot a navíc jsou zdůrazněny špičky. Z frekvenčního spektra (obr. 6) pořízeného po umocnění je patrné, že umocněním se nám objevily výchylky v oblasti nad 20 Hz, které by mohly mít negativní vliv na detekci. Proto nakonec na signál aplikujeme dolní propust s mezní frekvencí 20 Hz. Po průchodu dolní propustí je signál, jehož spektrum je na obrázku 7, připraven pro druhou část detektoru (viz. další odstavec).



obrázek 6: Frekvenční spektrum umocněného signálu

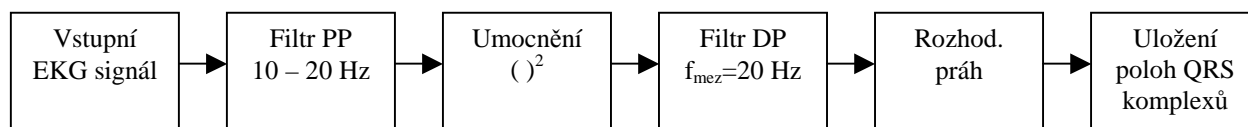
Druhá část detektoru má za úkol detekovat maxima předzpracovaného signálu, která odpovídají R-kmitu. Hovoříme o algoritmu hledající QRS komplex podle adaptivních prahových kritérií.

První krok je určení prahu, podle kterého budeme rozhodovat o výskytu QRS komplexu. Pevný práh je pro detekci nevýhodný, protože se nedokáže přizpůsobit změnám amplitud signálu. Proto použijeme adaptivní práh. Jeho první hodnotu získáme, pokud z maximální výchylky nalezené v prvních dvou vteřinách filtrovaného signálu vezmeme 60%. Jestliže následně najdeme v signálu hodnotu převyšující práh, aplikujeme okno o šířce QRS komplexu, ve kterém hledáme maximum představující R-kmit. Poloha a hodnota R-kmitu je zaznamenána a práh je nastaven na 60% této hodnoty.

Součástí detekčního algoritmu je i ošetření příliš krátké nebo dlouhé vzdálenosti mezi komplexy. Krátká vzdálenost může být způsobena detekcí falešné výchylky v signálu způsobené například odpojením elektrody. Proto se udává minimální vzdálenost mezi

komplexy, obvykle nastavena na 1/10 průměrné vzdálenosti. Naopak je-li vzdálenost příliš velká (1,66 násobek průměrné vzdálenosti), je nastaven vysoký detekční práh. Ten je zmenšen při překročení maximální určené vzdálenosti R-R kmitů a probíhá zpětná detekce.

Blokové schéma detektoru pracujícího na principu umocnění filtrovaného signálu je naznačeno na obrázku 7.

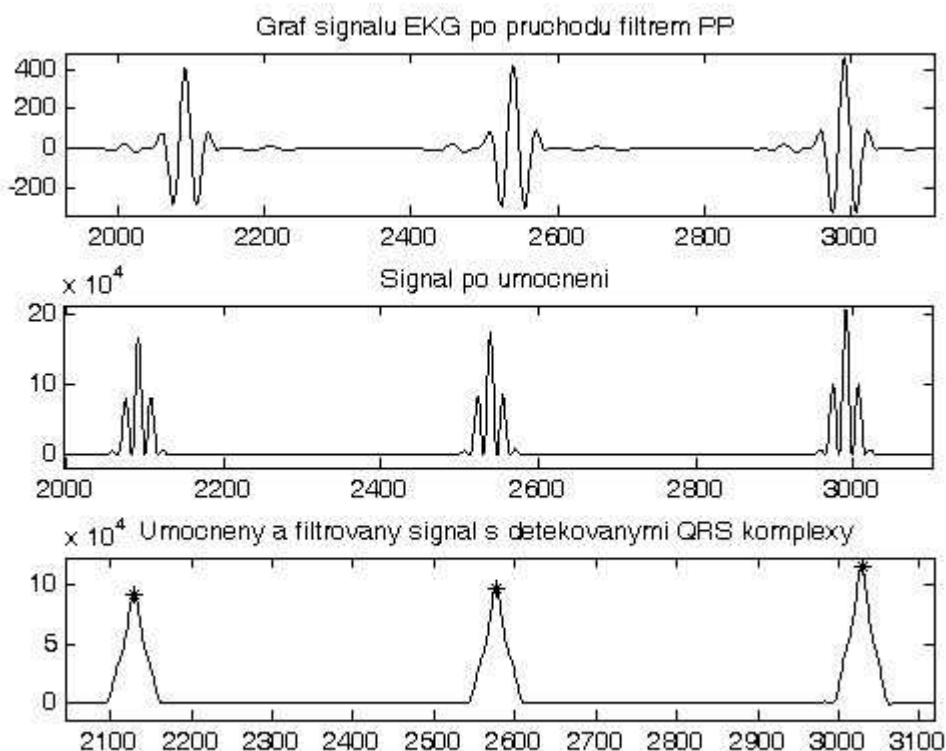


obrázek 7: Blokové schéma detektoru pracující na umocnění

4.1.1. Realizace v Matlabu

V této podkapitole je rozebrán postup při realizaci detektoru v programovém prostředí Matlab. Jedná se o univerzální program určený ke zpracování dat různého charakteru. Dle typu dat je program vybaven příslušným Toolboxem. Pro práci s EKG signálem (obecně s jakýmkoliv signálem) je nezbytný Signal Processing Toolbox obsahující nástroje pro filtraci a úpravu signálů.

Princip detekce na základě umocnění signálu je ukázán programem *detekce_umocneni*. Ten lze rozdělit do dvou základních částí. V první části je EKG signál reprezentovaný 12 vektory vzorků načítán. Vybraný vektor, charakterizující určitý svod z 12-ti svodového systému, je filtrován pásmovou propustí tvořenou příkazy *fir1(N, Wn, 'typ')* a *filter(b, a, x)*. Příkazem *fir1* se nastavují parametry filtru, přesněji *N* značí řád filtru (stupeň čitatele polynomu přenosové funkce, v našem případě *N* zvoleno 121), *Wn* je vektor určující mezní frekvence (10 a 20 Hz) a *'typ'* udává o jaký filtr se jedná (pro naše potřeby pásmová propust). Příkaz *filter* provádí již samotnou filtraci. Parametr *b* značí čítec přenosové funkce (zde vyjádřeno příkazem *fir1*), *a* charakterizuje jmenovatel přenosové funkce (v našem případě jedna – jde i FIR filtr) a *x* udává signál určený k filtraci. Po tomto kroku je filtrovaný signál umocněn druhou mocninou, čímž se ocitnou všechny složky v kladných hodnotách. Poslední filtr jímž signál prochází je dolní propust. Příkazy pro její vytvoření byly stejné jako u pásmové zádrže, pouze se lišily hodnoty proměnných (*Wn* = 20, *'typ'* = 'low'). Jednotlivé fáze filtrace jsou znázorněny na obrázku 8.



obrázek 8: Ukázka filtrace na signálu W035 z databáze CSE

Druhou částí programu je rozhodovací algoritmus. Je založen na postupném porovnávání vzorků s detekčním prahem. K vybírání vzorků je použit cyklus *while*, který pracuje, dokud není dosaženo konce signálu. Při zjištění vzorku většího než práh se aplikuje na signál okno odpovídající šířce QRS komplexu (pro signály databáze CSE – 50 vzorků). V okně pomocí funkce *max* hledáme maximum, odpovídající R-kmitu. Velikost a polohu maxima ukládáme do odpovídajících proměnných. Stejným způsobem jsou hledány další polohy R-kmitů s tím rozdílem, že práh se po každé detekci přizpůsobuje (adaptivní práh). Počítá se průměr ze všech velikostí detekovaných R-kmitů a posléze se tato hodnota nastaví na 40%. Ke zpřesnění detekce jsou zavedeny 2 podmínky. Minimální vzdálenost mezi dvěma sousedními maximy musí být 20% průměrné vzdálenosti. Druhá podmínka určuje, že vzdálenost mezi posledním detekovaným R-kmitem a porovnávaným vzorkem nesmí přesáhnout 1,66násobek průměrné vzdálenosti. Nastane-li tento případ je detekční práh snížen a úsek je prohledáván znovu. Po úspěšné detekci je práh nastaven opět na výchozí hodnotu.

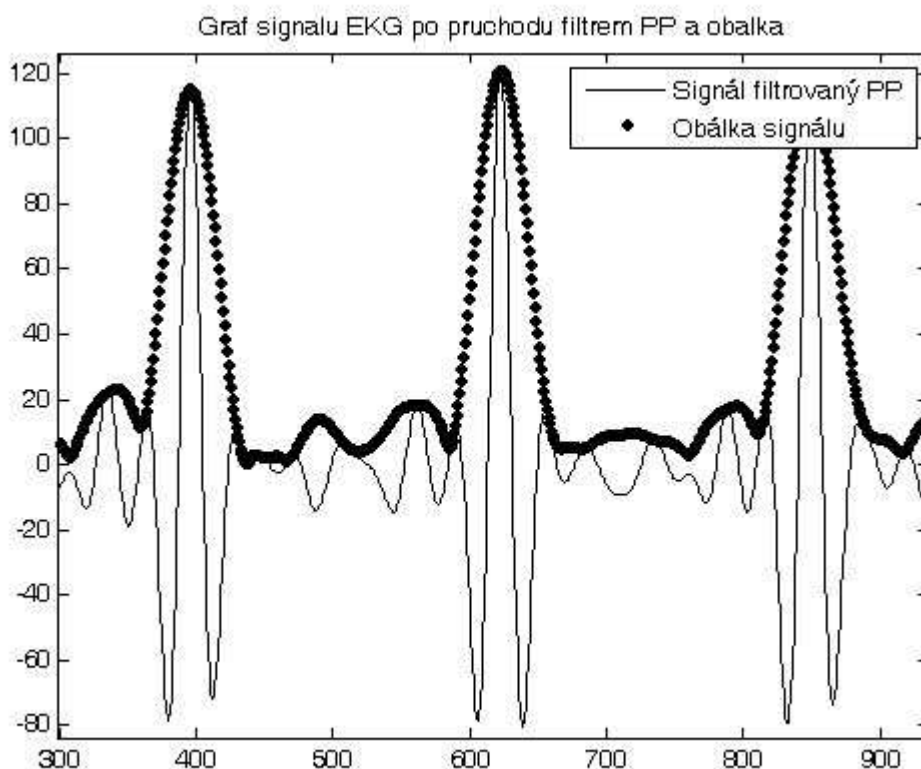
Po ukončení detekce je pomocí příkazu *plot* vykreslen signál EKG společně s body značící R-kmit. Vykreslované body je nutné korigovat, protože v důsledku filtrace bylo zavedeno zpoždění. Vzorec pro korekci je:

$$\tau = \frac{N-1}{2}, \quad (8)$$

kde τ je počet vzorků zpoždění a N je řád filtru. Korekci je nutno vypočítat pro oba filtry. Výsledný posun je dán součtem obou zpoždění.

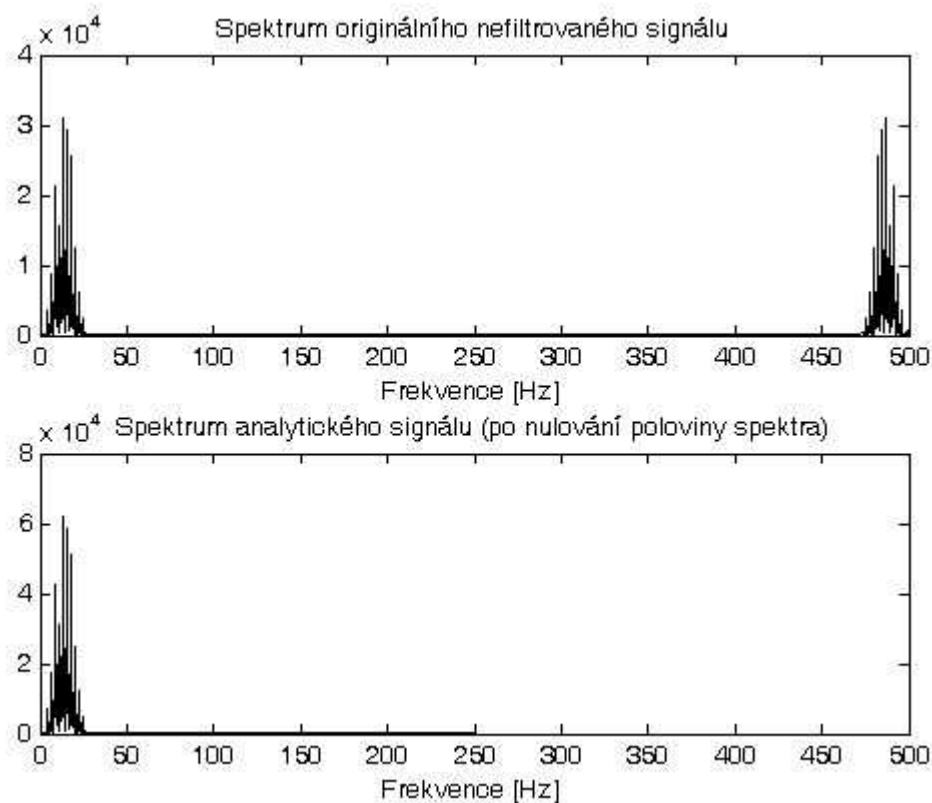
4.2. Detekce založená na obálce signálu

Obálka signálu je pouze upravený filtrovaný signál sloužící pro detekci QRS komplexu. Tvoří průběh věrně kopírující původní či filtrovaný signál (viz obr 9). Část úkonů, sloužící k vytvoření obálky je stejná jako u detektoru pracujícím na principu umocnění signálu.



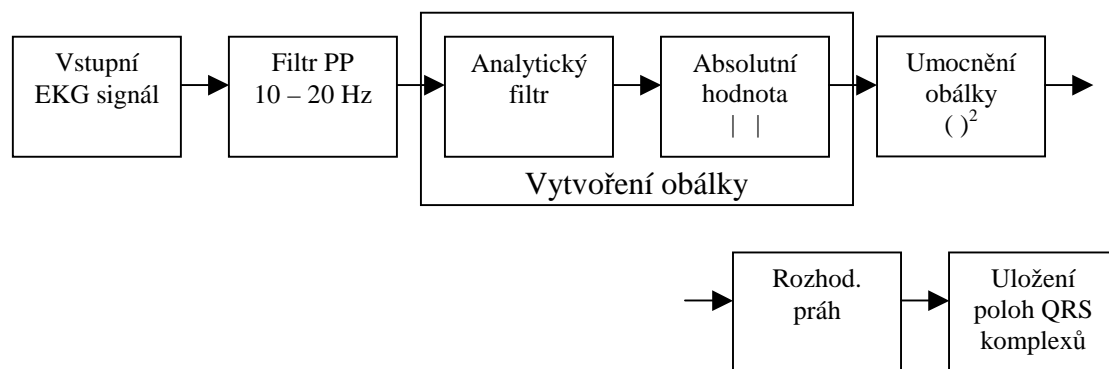
obrázek 9: Graf filtrovaného signálu a obálka

EKG signál přivedený na detektor nejdříve prochází přes pásmovou propust o mezních frekvencích 10 až 20 Hz. Na výstupu je signál obsahující frekvenční složky náležící pouze QRS komplexu. Dalším blokem, do kterého signál vstupuje je analytický filtr. Na jeho vstup přichází reálný signál modelovaný dvojicí vektorů rotujících proti sobě ($A = A_n + A_p$). Hilbertova transformace signálu, který přísluší k vektoru A , je také signál modelovaný dvojicí vektorů rotujících proti sobě ($B = B_n + B_p$). Pootočením záporně rotujícího vektoru B_n o 90° získáme vektor (jB_n), který se vyruší s vektorem A_n . Jelikož byly vektory B_n a B_p sdružené, platí tedy $Z = A + jB$. Tento součet představuje analytický signál s jednostranným spektrem – pouze složky rotující kladným směrem (viz obr. 10). Obálku signálu, se kterou dále pracujeme získáme, pokud z analytického signálu vytvoříme absolutní hodnotu. [3], [11]



obrázek 10: Originální spektrum signálu a napůl vynulované

Následný postup hledání maxim odpovídající R-kmitům je naprosto stejný jako u detektoru umocněného signálu. Hlavní výhodou detekce QRS komplexu pomocí obálky je ve větší přesnosti, která je daná lépe vyhlazeným průběhem bez ostrých přechodů. Schéma takového detektoru je na obrázku 11.



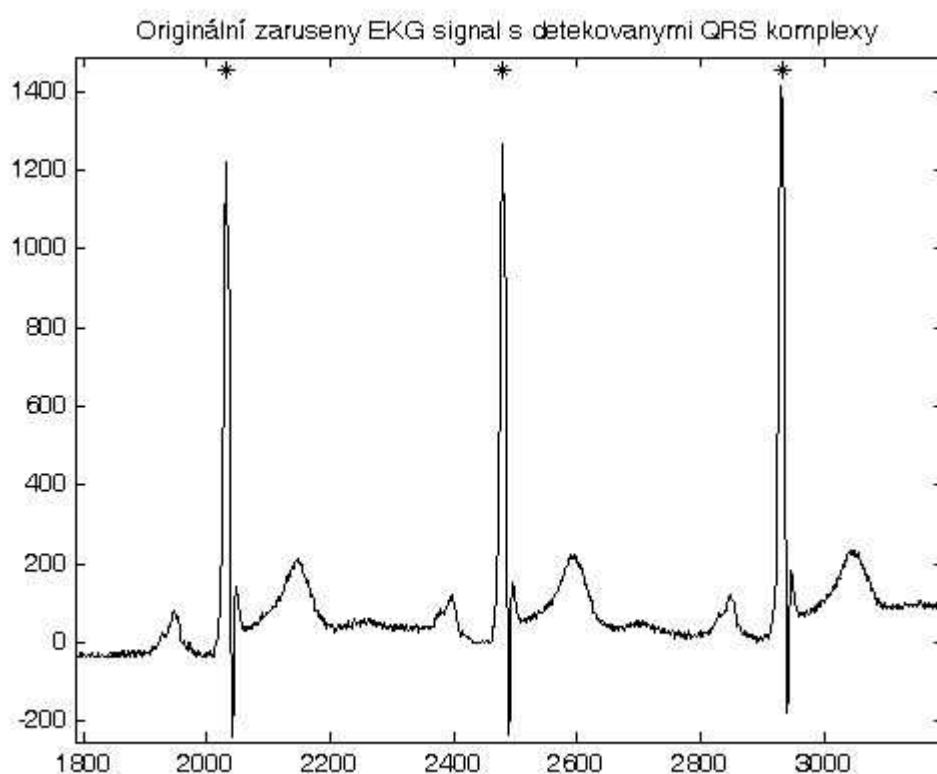
obrázek 11: Blokové schéma detektoru pracující na principu obálky signálu

4.2.1. Realizace v Matlabu

Metoda detekce QRS komplexů pomocí obálky filtrovaného signálu je prakticky realizována programem *detekce_obalka*. Program lze stejně jako v předchozím případě rozdělit na dvě části, část filtrace a detekce.

V první části programu se jedná o výběr signálu a jeho filtraci. Nejdříve probíhá filtrace pásmovou propustí. Její realizace je shodná jako u popisu programu *detekce_umocneni* (realizace příkazy *fir1* a *filter*, mezní frekvence 10 a 20 Hz). Filtrovaný signál dále vstupuje do analytického filtru, kde je reálný signál přetransformován Hilbertovou transformací na komplexní (analytický). V Matlabu k tomu slouží příkaz *Hilbert*. Takto transformovaný signál dáme do absolutní hodnoty (příkaz *abs*), čímž získáme obálku signálu, která je pro zvýraznění umocněna na druhou.

Druhá část algoritmu obsahuje detekční algoritmus tvořený cyklem *while*. Je naprosto shodný jako u předchozího programu. Vykreslení je opět provedeno příkazem *plot*. Před vykreslením je nutno spočítat zpoždění, které vzniklo v důsledku filtrace. Ukázka detekovaných QRS komplexů je na obrázku 12.



obrázek 12: EKG signál W035 z databáze CSE s detekovanými QRS komplexy

5. Testování spolehlivosti detekce

Spolehlivost detekce obou detektorů byla testována na reálných signálech z databáze CSE. Signály databáze jsou přístupny v číslicové podobě se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz. Záznamy v databázi obsažené obsahují různé typy artefaktů i několik málo srdečních abnormalit. Detektory byly testovány na prvních 60 EKG záznamech (W001 – W060). Každý ze záznamů obsahoval 12 svodů o délce 10 sekund (5000 vzorků), celkově tedy bylo k testu použito 720 signálů s různým počtem QRS komplexů.

Úspěšnost detekce QRS komplexu je stanovována pomocí dvou parametrů. Prvním z nich je *senzitivita* (S^+), která udává, kolik procent QRS komplexů, ze všech obsažených ve zkoumaném signálu, bylo detekováno. Senzitivita je vyjádřena vzorcem:

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100 [\%], \quad (9)$$

kde SP je počet správně zachycených QRS komplexů a FN představuje počet nedetekovaných QRS komplexů. Druhým parametrem určující úspěšnost detekce je *pozitivní předpovědní hodnota* (PPH). Jedná se o pravděpodobnost skutečného výskytu QRS při jeho pozitivní detekci detektorem. PPH je vyjádřena vzorcem:

$$PPH = \frac{SP}{SP + FP} \cdot 100 [\%], \quad (10)$$

kde SP je počet správně zachycených QRS a FP je počet falešně detekovaných QRS komplexů.

5.1. Spolehlivost detekce u metody umocnění signálu

Detektor byl testován na všech 60 záznamech EKG vybraných z databáze CSE. Celkem v těchto testovaných signálech je obsaženo 8496 QRS komplexů, z nichž detektor zachytil 8422. Přesné údaje jsou uvedeny v tabulce (příloha 1). Hodnoty označené symbolem *minus* (-) vyjadřují počet nedetekovaných QRS (FN), hodnoty plusové značí počet falešně detekovaných QRS komplexů (FP).

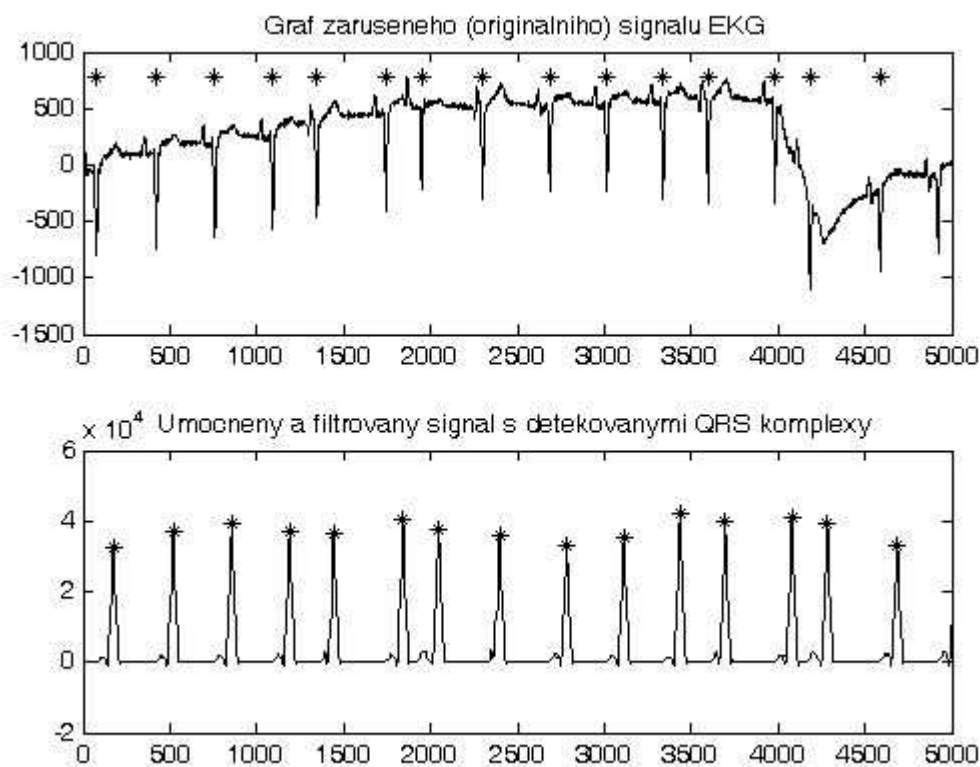
Senzitivita detektoru:

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100 = \frac{8422}{8422 + 74} \cdot 100 = \underline{\underline{99,13 \%}} \quad (11)$$

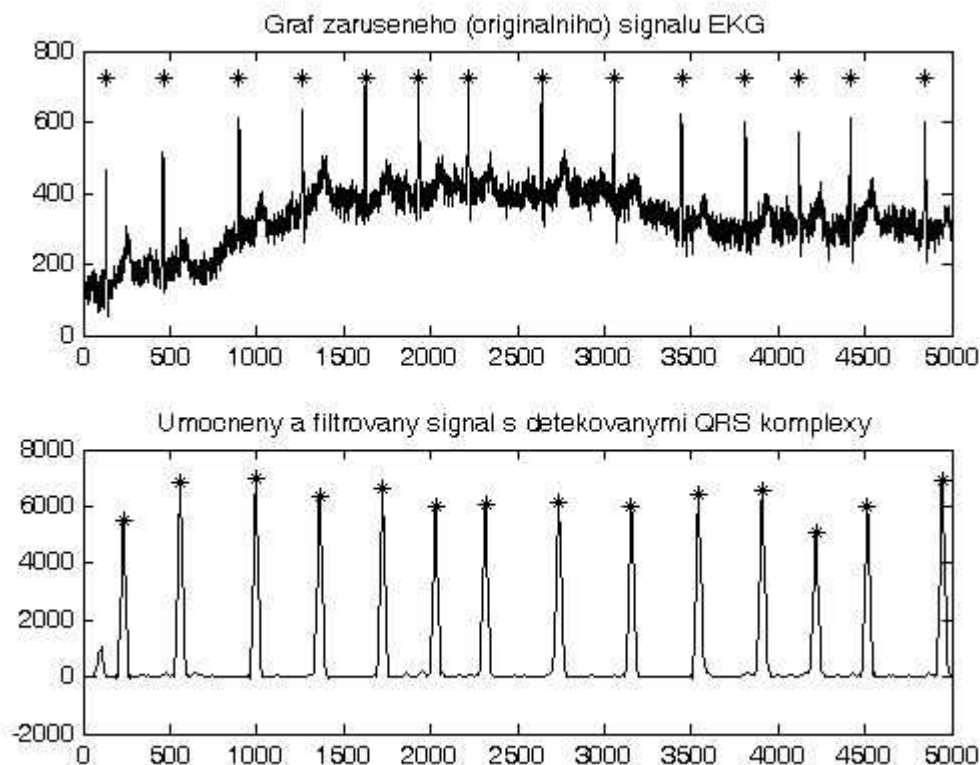
Pozitivní předpovědní hodnota:

$$PPH = \frac{SP}{SP + FP} \cdot 100 = \frac{8422}{8422 + 61} \cdot 100 = \underline{\underline{99,28 \%}} \quad (12)$$

Detekce QRS komplexu u signálů s velkým kolísáním nulové linie byla velice spolehlivá (obr.13). Bezchybná detekce byla zjištěna i u signálů zarušených neznámým harmonickým rušením, nejspíše indukovaným z elektrovedné sítě (obr.14). Navržené filtry tyto typy rušení odstraňují s velkou účinností, a proto nemají na celkovou detekci vliv. Mezi patologické jevy, které detektor bez problému zvládá patří výskyt extrasystol v záznamu.

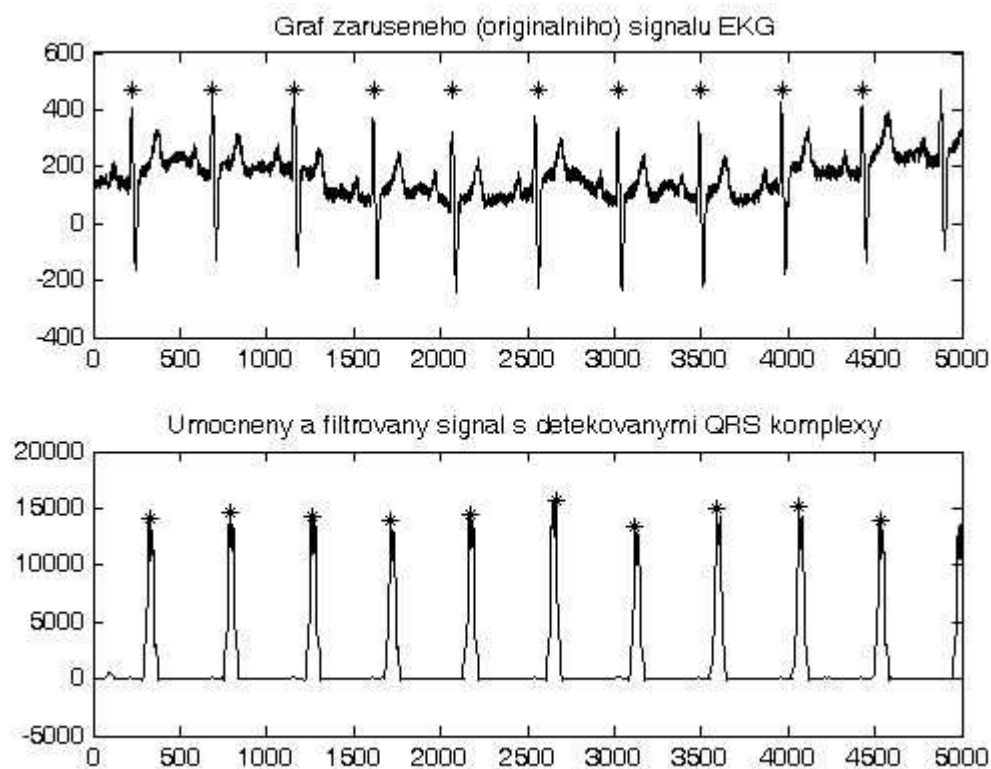


obrázek 13: Kolísání nulové linie (signál W006)

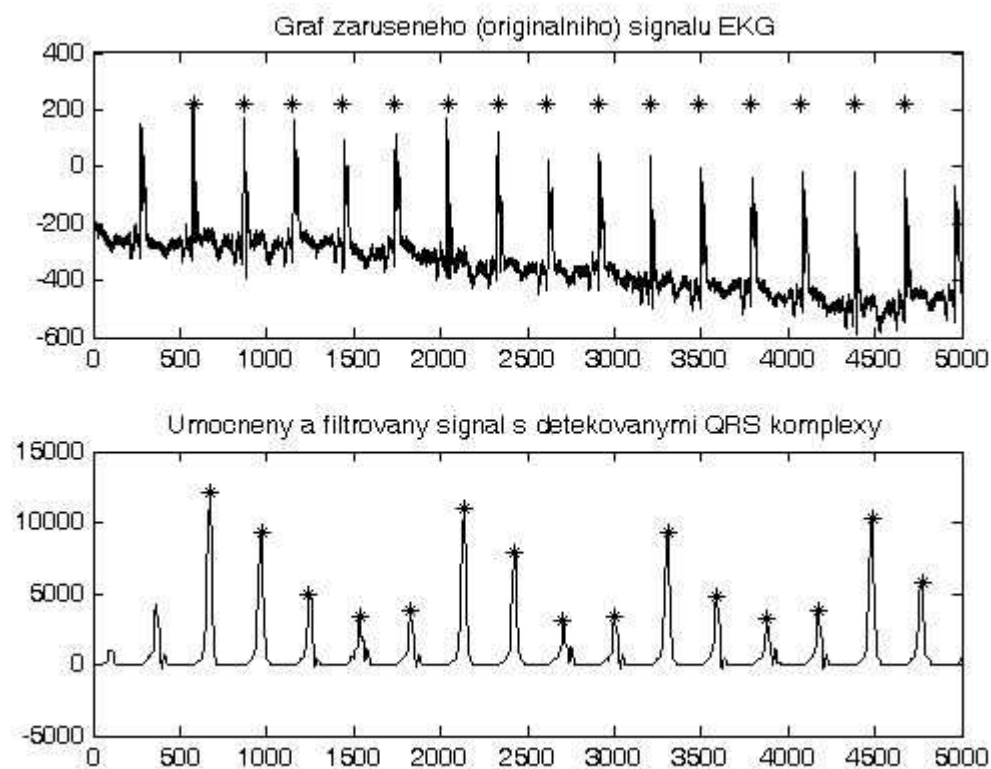


obrázek 14: Harmonické rušení (signál W032)

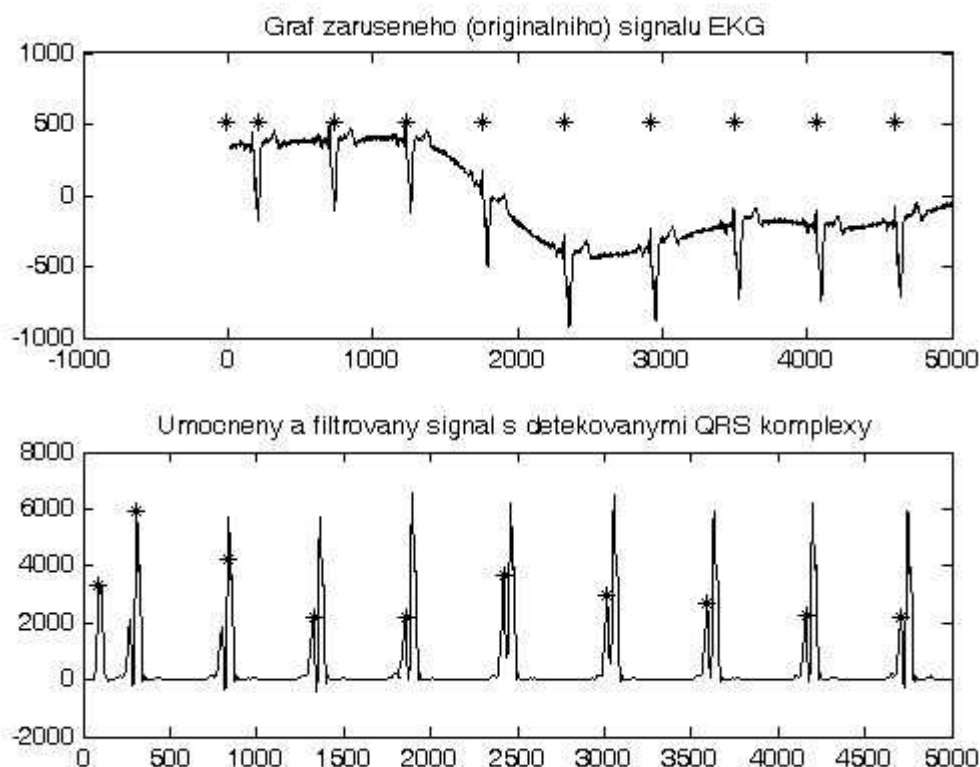
Chybná detekce byla indikována u signálů, jenž mají poslední QRS komplex těsně před koncem signálu. V důsledku zpoždění vzniklého dvojí filtrací se takový komplex dostane mimo detekční část detektoru (obr.15). Mezi další nedostatky detektoru lze zařadit vynechání komplexu při výskytu dvou rozdílných amplitud na počátku signálu. Práh se v tomto případě nastaví na 40 % amplitudy vyššího kmitu a nižší následně nepřekročí tento práh (obr.16). Mezi další artefakty, které detektor falešně vydává za R-kmit pokládáme také špičku vzniklou připojením elektrody (obr.17). Některé z těchto artefaktů, způsobující chybnou detekci je možné eliminovat správným postupem při připojování elektrod a kontrole jejich kontaktu s pokožkou pacienta.



obrázek 15: Krajní QRS komplex (signál W001)



obrázek 16: Chyba způsobená rozdílnou výškou R-kmitů (signál W003)



obrázek 17: Chyba způsobená špičkou na začátku signálu (signál W024)

5.2. Spolehlivost detekce u metody obálky signálu

Detektor byl opět testován na stejných 60 záznamech EKG signálu (W001 – W060) převzatých z CSE databáze. Z celkových 8496 QRS komplexů detektor zachytil 8480 komplexů. Přesný přehled je uveden v tabulce (příloha 2). Hodnoty záporné (-) vyjadřují *FN*, hodnoty kladné značí *FP*.

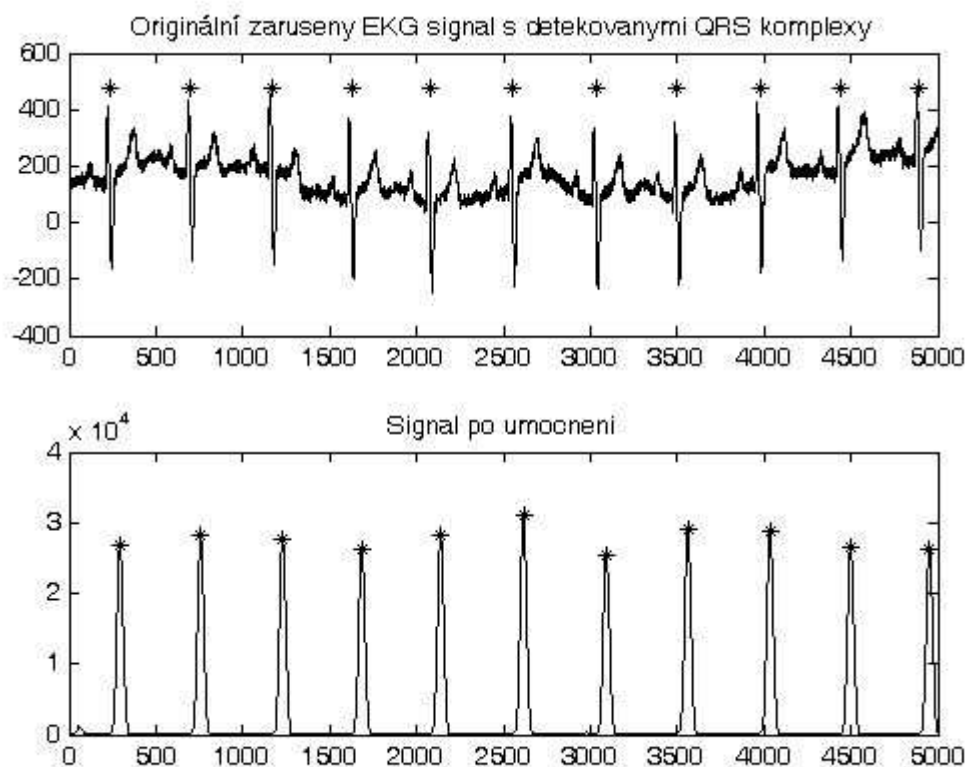
Senzitivita detektoru:

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100 = \frac{8480}{8480 + 16} \cdot 100 = \underline{\underline{99,81 \%}} \quad (13)$$

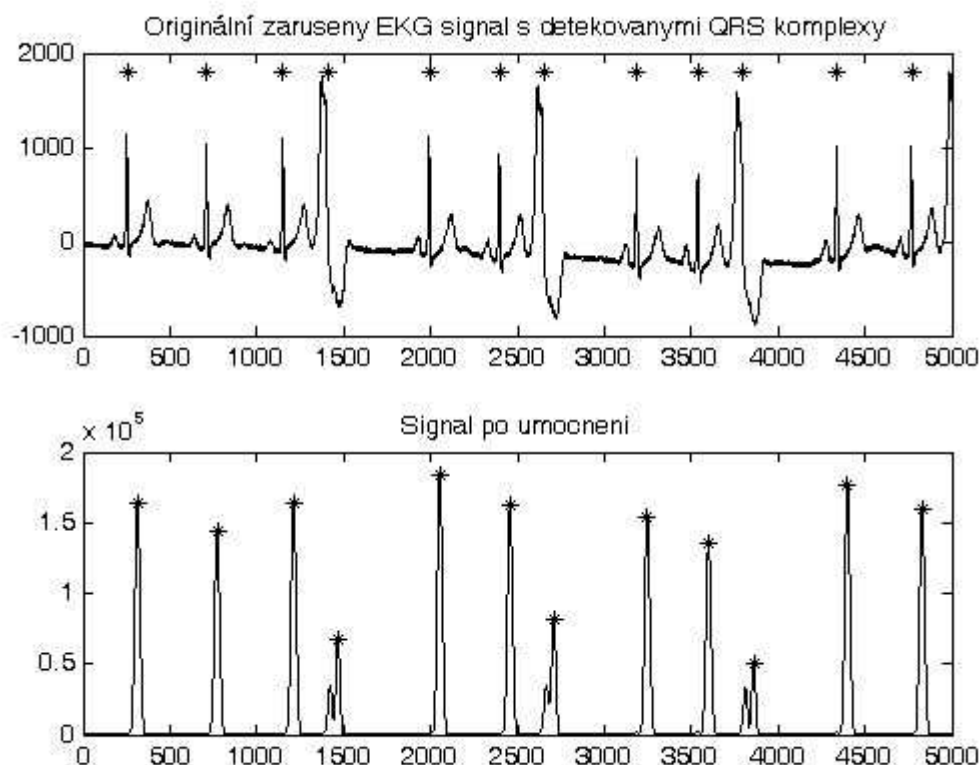
Pozitivní předpovědní hodnota:

$$PPH = \frac{SP}{SP + FP} \cdot 100 = \frac{8480}{8480 + 41} \cdot 100 = \underline{\underline{99,52 \%}} \quad (14)$$

Spolehlivost detekce komplexů touto metodou je na vysoké úrovni. Na rozdíl od detektoru založeného na metodě umocnění, tento typ detekuje i komplexy nacházející se na konci signálu. Je to dáno díky menšímu posunu způsobeném filtrací. Pro porovnání byla zkoušena detekční schopnost na stejném signálu (obr.18) jako v případě předešlém. Detekce signálů s kolísáním nulové linie i signálů zarušených různými kmitočty byla velmi uspokojivá, srovnatelná s detektorem založeným na umocnění. Záznam EKG obsahující větší výskyt extrasystol byl též zpracován bez problémů (obr.19).

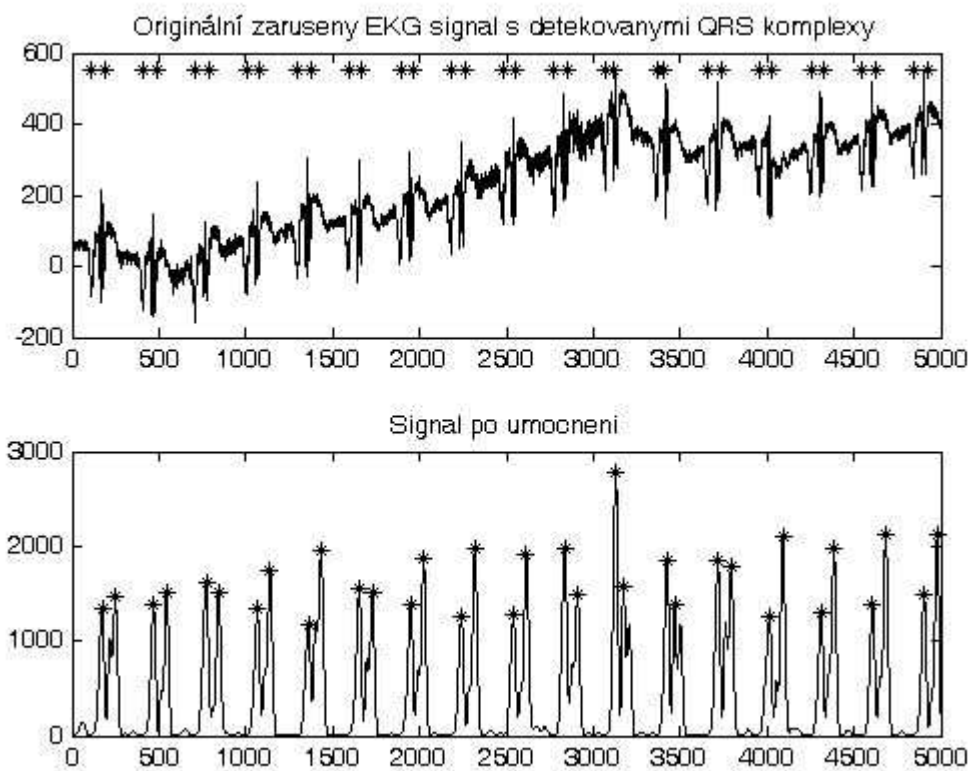


obrázek 18: Krajní QRS komplex detekovaný pomocí obálky (signál W001)



obrázek 19: EKG signál s výskytem extrasystol

Nesprávná detekce QRS komplexu je způsobena především kmitem na počátku signálu. Ten je následně zvýrazněn a detekován jako R-kmit. Dále jako v případě předchozího detektoru, je problém s rozdílnou velikostí počátečních kmitů. Dochází k detekování pouze vyššího. Problém činí též velmi zarušené signály, kde i přes filtraci dojde ke zvýraznění šumových složek, které jsou následně nesprávně pokládány za R-kmity. Tento případ je patrný na obr.20. Některým z výše jmenovaných nedostatků se lze vyvarovat lepšími opatřeními ze strany obsluhy přístroje a tím i eliminování výskytu chyb v signálu.



obrázek 20: Signál zarušený i po filtraci (signál W053)

6. Závěr

První část této práce je zaměřena na teorii problematiky. Je zde rozebrán vznik křivky EKG, popis jednotlivých vln, kmitů a intervalů. Také je tu uveden stručný postup snímání elektrické aktivity srdce pomocí EKG přístroje s elektrodami. Po této spíše lékařsky zaměřené kapitole nadchází část teoretická týkající se filtrace a zpracování signálů. Jsou zde zmíněny nejčastější typy rušení i typy filtrů sloužící k jejich odstranění. Text obsahuje též stručný popis filtrů, základní odlišnosti a popisy charakteristik.

Následující část je věnována kapitolám, v nichž jsou popsány postupy při detekci QRS komplexů pomocí dvou metod. První metoda je založena na umocnění filtrovaného signálu. Na začátku této metody je provedena filtrace pásmovou propustí. Z teoretické části jsme zjistili, že největší energie QRS komplexu se nachází v rozmezí 10 až 20 Hz. Tyto hodnoty proto použijeme pro určení mezních kmitočtů filtru. Ten potlačí rušení různého typu a ostatní vlny nacházející se v EKG křivce. Filtrovaný signál je následně zvýrazněn umocněním a naposledy filtrován dolní propustí. Nyní jsme získali tzv. předzpracovaný signál, který slouží k samotné detekci. Detekce probíhá porovnáváním jednotlivých vzorků signálu s prahem, který byl empiricky stanoven na 40% maxima získaného zprůměrováním všech nalezených R-kmitů. Průměrování je důležité pro zachycení všech velikostí R-kmitů. Dále je detektor opatřen podmínkami určující minimální a maximální vzdálenost sousedních QRS komplexů. Všechny detekované polohy jsou ukládány a nakonec vykresleny s originálním signálem.

Druhá metoda detekce QRS komplexu je založena na obálce filtrovaného signálu. První krok je shodný s předchozí metodou. Následně signál filtrovaný pásmovou propustí vstupuje do analytického filtru. Ten vytváří z reálného signálu komplexní, z kterého následně absolutní hodnotou získáme obálku signálu. Další kroky prahování, rozhodování, detekce a vykreslení jsou také naprosto shodné s předchozí metodou.

Oba dva detektory zrealizované v programovém prostředí Matlab byly následně testovány na 60 EKG signálech z databáze CSE. Vyhodnocována byla senzitivita, která udává procento detekovaných QRS komplexů ze všech obsažených v signálech a pozitivní prediktivní hodnota (PPH) vyjadřující zda při pozitivní detekci je komplex přítomen. Oba parametry vyšly lépe pro metodu obálky, senzitivita vychází 99,81 % a PPH na 99,52 %. Pro detektor založený na umocnění vychází senzitivita na 99,13 % a PPH na 99,28 %. Artefakty způsobující chybnou detekci byly téměř stejné v obou případech. Rozdíl byl ovšem v detekci komplexů u konce signálu, v tomto případě měla metoda obálky větší úspěšnost. Pro objektivní porovnání uvedeme také senzitivitu detektoru pracujícího na principu vlnkové transformace [10]. Ta po otestování na všech signálech databáze CSE byla vyčíslena na 99,29 %. Výsledek leží mezi hodnotami senzitivit detektorů rozebranych v této práci. Dosažení vyšší senzitivity u metody obálky než-li u vlnkové transformace, může být způsobeno menším počtem testovaných signálů a tím i nižší vypovídací hodnoty.

Ze statistických parametrů je patrné, že ani jeden z realizovaných detektorů nemá 100 % detekční účinnost. Chybná detekce byla indikována pouze u velmi zarušených signálů,

u kterých zcela nepomohly ani navržené filtry. Naopak bezchybná detekce byla zjištěna u signálů obsahující některé patologické jevy, v tomto případě extrasystoly. Vyšší detekční účinnosti u obou variant by mohlo být dosaženo například adaptivní filtrací, což je ovšem nad rámec této práce.

7. Literatura

- [1] WILHELM, Zdeněk, et al. Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. Prof. MUDr. Pavel Barevný, CSc.. 3. přeprac. vyd. Brno : Masarykova univerzita, 2005. 115 s. ISBN 80-210-2837-8.
- [2] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. MUDr. Kamil Sedláček. 6. vyd. Praha : Grada Publishing a.s., 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [3] JIŘÍ, Jan. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. vyd. Brno : VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [4] KOZUMPLÍK, J.: Multitaktní systémy. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005 https://www.feec.vutbr.cz/et/skripta/ubmi/Multitaktni_systemy_S.pdf
- [5] KOZUMPLÍK, J, KOLÁŘ, Radim, JAN, Jiří.: Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2001
- [6] KOZUMPLÍK, J.: Zpracování biologických signálů (AABS): Filtrace signálů EKG. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2008, <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [7] KOZUMPLÍK, J.: Zpracování biologických signálů (AABS): Detektory komplexů QRS. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2008, <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [8] KOCIAN, O. Detekce komplexů QRS s využitím vlnkové transformace. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 53s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [9] PRINC.M. Detekce a filtrace EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 62 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
- [10] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojitě vlnkové transformaci. *Elektrorevue* - Internetový časopis (<http://www.elektrorevue.cz>), 2009, roč. 2009, č. 21, s. 1-5. ISSN: 1213- 1539.
- [11] TŮMA, J. Transmission error measurements using the real time Hilbert transformer – Národní konference, 9. – 12.5.2005, [cit 2010-05-22]. Dostupné na WWW: <http://homel.vsb.cz/~tum52/publications/Jiri-Tuma-PT%20IM%202005.pdf>.

8. Seznam obrázků

obrázek 1: Srdeční převodní systém.....	9
obrázek 2: EKG křivka (naznačen čas v sekundách) [1]	10
obrázek 3: Impulsní charakteristiky FIR filtrů s lineární fází	13
obrázek 4: Frekvenční spektrum po průchodu pásmovou propustí.....	16
obrázek 5: Frekvenční spektrum originálního signálu	16
obrázek 6: Frekvenční spektrum umocněného signálu	17
obrázek 7: Blokové schéma detektoru pracující na umocnění	18
obrázek 8: Ukázka filtrace na signálu W035 z databáze CSE	19
obrázek 9: Graf filtrovaného signálu a obálka	20
obrázek 10: Originální spektrum signálu a napůl vynulované	21
obrázek 11: Blokové schéma detektoru pracující na principu obálky signálu	21
obrázek 12: EKG signál W035 z databáze CSE s detekovanými QRS komplexy	22
obrázek 13: Kolísání nulové linie (signál W006).....	24
obrázek 14: Harmonické rušení (signál W032).....	25
obrázek 15: Krajní QRS komplex (signál W001)	26
obrázek 16: Chyba způsobená rozdílnou výškou R-kmitů (signál W003).....	26
obrázek 17: Chyba způsobená špičkou na začátku signálu (signál W024).....	27
obrázek 18: Krajní QRS komplex detekovaný pomocí obálky (signál W001).....	28
obrázek 19: EKG signál s výskytem extrasystol.....	29
obrázek 20: Signál zarušený i po filtraci (signál W053).....	30

9. Seznam příloh

- Příloha 1: Přehled chybně detekovaných QRS komplexů detektorem založeným na umocnění signál
- Příloha 2: Přehled chybně detekovaných QRS komplexů detektorem založeným na obálce signálu
- Příloha 3: CD s programy, s databází CSE a elektronickou verzí bakalářské práce

Příloha 1: Přehled chybně detekovaných QRS komplexů detektorem založeným na umocnění signál

Signál	Počet QRS	Bezchybná detekce	Svod I	Svod II	Svod III	Svod V1	Svod V2	Svod V3	Svod V4	Svod V5	Svod V6	Svod aVF	Svod aVR	Svod aVL
W001	11		-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
W002	19	ANO												
W003	16					1								-1
W004	12	ANO												
W005	17	ANO												
W006	15	ANO												
W007	16	ANO												
W008	10	ANO												
W009	12	ANO												
W010	7	ANO												
W011	15	ANO												
W012	12		1			13								2
W013	12	ANO												
W014	8	ANO												
W015	6	ANO												
W016	16					-1								
W017	10	ANO												
W018	15				-2							-1		
W019	13				-1									-1
W020	22		-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	
W021	7	ANO												
W022	11	ANO												
W023	8	ANO												
W024	9		6		1						9			1
W025	9	ANO												
W026	13	ANO												
W027	14		-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
W028	10													-1
W029	10		-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
W030	11	ANO												
W031	11	ANO												
W032	14	ANO												
W033	9	ANO												
W034	12		-3							-3				
W035	11	ANO												
W036	12	ANO												
W037	12	ANO												
W038	11	ANO												
W039	8	ANO												
W040	12										-1			
W041	11	ANO												
W042	11	ANO												
W043	10	ANO												
W044	8	ANO												
W045	13	ANO												
W046	12		14											
W047	16			-1		-1						-1		
W048	10	ANO												
W049	11	ANO												
W050	8	ANO												
W051	20	ANO												
W052	14	ANO												
W053	17		-1			-1	-1	-1	-1	-1	-1		-1	
W054	7					-1								
W055	9	ANO												
W056	10	ANO												
W057	10													12
W058	14	ANO												
W059	8	ANO												
W060	11										1			

Příloha 2: Přehled chybně detekovaných QRS komplexů detektorem založeným na obálce signálu

Signál	Počet QRS	Bezchybná detekce	Svod I	Svod II	Svod III	Svod V1	Svod V2	Svod V3	Svod V4	Svod V5	Svod V6	Svod aVF	Svod aVR	Svod aVL
W001	11	ANO												
W002	19	ANO												
W003	16													-1
W004	12	ANO												
W005	17	ANO												
W006	15	ANO												
W007	16	ANO												
W008	10	ANO												
W009	12											-1		
W010	7	ANO												
W011	15	ANO												
W012	12		1											2
W013	12	ANO												
W014	8	ANO												
W015	6	ANO												
W016	16					-1								
W017	10	ANO												
W018	15	ANO												
W019	13				-1									-1
W020	22	ANO												
W021	7	ANO												
W022	11	ANO												
W023	8	ANO												
W024	9		1		1						1			1
W025	9			1	1				1			1	1	1
W026	13	ANO												
W027	14	ANO												
W028	10	ANO												
W029	10	ANO												
W030	11					1	1	1						1
W031	11	ANO												
W032	14	ANO												
W033	9	ANO												
W034	12		-3							-3				
W035	11	ANO												
W036	12	ANO												
W037	12	ANO												
W038	11	ANO												
W039	8	ANO												
W040	12										-1			
W041	11	ANO												
W042	11	ANO												
W043	10	ANO												
W044	8	ANO												
W045	13	ANO												
W046	12	ANO												
W047	16			-1		-1						-1		
W048	10	ANO												
W049	11	ANO												
W050	8	ANO												
W051	20	ANO												
W052	14	ANO												
W053	17													17
W054	7	ANO												
W055	9	ANO												
W056	10	ANO												
W057	10													7
W058	14	ANO												
W059	8	ANO												
W060	11								-1					